

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 07-250812

(43)Date of publication of application : 03.10.1995

(51)Int.Cl.

A61B 1/04

A61B 1/00

A61B 10/00

(21)Application number : 06-044462

(71)Applicant : OLYMPUS OPTICAL CO LTD

(22)Date of filing : 15.03.1994

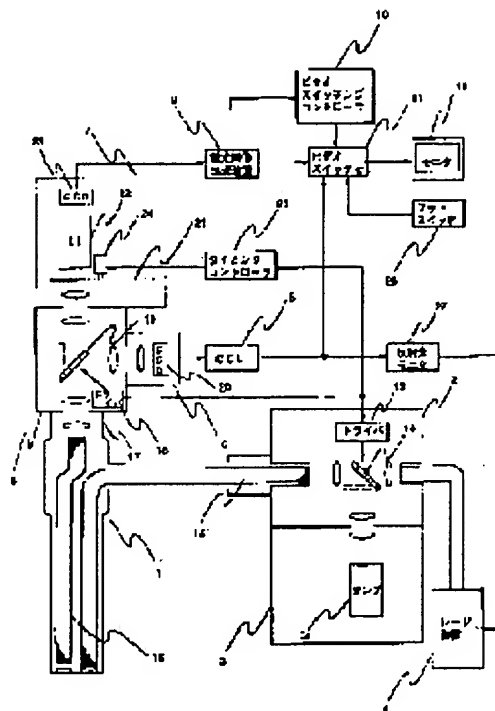
(72)Inventor : KANEKO MAMORU
TAKEHATA SAKAE
YOSHIHARA MASAYA
IIDA MASAHIKO
UEDA YASUHIRO
KOBAYASHI YUKIMINE
NAKAMURA KAZUNARI
OAKI YOSHINAO

(54) FLUORESCENCE DIAGNOSING APPARATUS

(57)Abstract:

PURPOSE: To achieve an efficient and accurate fluorescence diagnosis regardless of parts and condition of an organic tissue with a simple construction.

CONSTITUTION: In normal observation, a normal observation image obtained with an endoscope 1 by white light from a lamp 3a of a normal illumination light source 3 is taken with a normal TV camera 6 through a second adaptor 5. In the observation of fluorescence, the quantity of the reflected light of excitation light from a laser unit 4 for fluorescence is monitored with a reflected light monitor 27 to detect the excitation light λ_0 at the wavelength of the least quantity of light and a control signal is transmitted to the laser unit 4 for fluorescence so that the excitation light λ_0 of the wavelength detected with the laser unit 4 for fluorescence is oscillated to take a fluorescent image obtained with the endoscope 1 at the excitation light λ_0 with a fluorescent image photographing camera 7 through the second adaptor 5. Then, the ratio of fluorescence at the wavelength λ_1 to that at λ_2 is determined with a fluorescent image processor 9 to distinguish lesion from the normal tissue.



(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平7-250812

(43)公開日 平成7年(1995)10月3日

(51)Int.Cl. ⁴	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B	1/04	3 7 0		
	1/00	3 0 0 D		
	10/00	E		
		T		

審査請求 未請求 請求項の数1 O L (全 10 頁)

(21)出願番号 特願平6-44462

(22)出願日 平成6年(1994)3月15日

(71)出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72)発明者 金子 守

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 竹端 榮

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 吉原 雅也

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(74)代理人 弁理士 伊藤 進

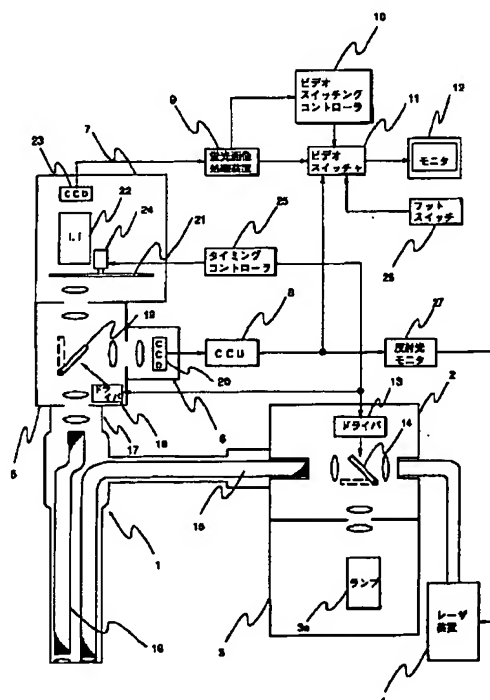
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 蛍光診断装置

(57)【要約】

【目的】 簡単な構成により、生体組織の部位、状態によらず、効率的かつ正確な蛍光診断を行う。

【構成】 通常観察時は、通常TVカメラ6で通常照明光源3のランプ3aからの白色光により内視鏡1で得られた通常観察像を第2アダプタ5を介して撮像する。蛍光観察時は、反射光モニタ27が蛍光用レーザ装置4からの励起光の反射光の光量をモニタすることにより、光量が最も少ない波長の励起光 λ_0 を検出し、蛍光用レーザ装置4に制御信号を送信し、蛍光用レーザ装置4で検出された波長の励起光 λ_0 を発振させることで、蛍光像撮像カメラ7で励起光 λ_0 により内視鏡1で得られた蛍光像を第2アダプタ5を介して撮像する。そして蛍光画像処理装置9で波長 λ_1 、 λ_2 の蛍光の比率を求めることで病変と正常を区別する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 生体組織に励起光を照射し、前記生体組織から発生する蛍光により前記生体組織の病変部を診断する蛍光診断装置において、前記励起光を供給する励起光供給手段と、前記励起光の前記生体組織からの反射光を検出する検出手段とを備え、前記励起光供給手段は、前記検出手段の出力に基づいて、供給する前記励起光の波長を制御することを特徴とする蛍光診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】本発明は、被検査対象に励起光を照射し、その被検査対象から発する蛍光より、疾患部位を診断する蛍光診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】近年、内視鏡等により生体からの自家蛍光や、生体へ薬物を注入し、その薬物の蛍光を2次元画像として検出し、その蛍光像から、生体組織の変性や癌等の疾患状態（例えば、疾患の種類や浸潤範囲）を診断する技術がある。

【0003】生体組織に光を照射するとその励起光より長い波長の蛍光が発生する。生体における蛍光物質として、例えばNADH（ニコチンアミドアデニンヌクレオチド）、FMN（フラビンモノヌクレオチド）、ビリジンヌクレオチド等がある。最近では、このような、生体内因物質と、疾患との相互関係が明確になってきた。また、HpD（ヘマトポルフィリン）、Photofrin、ALA（ δ -amino levulinic acid）は、癌への集積性があり、これを生体内に注入し、前記物質の蛍光を観察することで疾患部位を診断できる。

【0004】このような蛍光は、極めて微弱であるので、その観察のためには、極めて高感度の撮影を必要とする。この高感度撮影を行うものとしてイメージ・インテンシファイヤが良く知られている。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、従来の内視鏡による蛍光観察を行う蛍光診断装置は、励起光による生体組織からの蛍光の強度及び分布により正常部と病変部を識別して観察を行うものであるが、生体組織（表面）の粘液や血流状態あるいは部位臓器の違いにより、単一波長の励起光により得られる蛍光の強度及び波長分布が異なるために、固定した単一波長の励起光では、正確で効率のよい蛍光診断が行えない場合がある。

【0006】本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、簡単な構成により、生体組織の部位、状態によらず、効率的かつ正確な蛍光診断を行うことのできる蛍光診断装置を提供することを目的としている。

【0007】

【課題を解決するための手段及び作用】本発明の蛍光診断装置は、生体組織に励起光を照射し、前記生体組織から発生する蛍光により前記生体組織の病変部を診断する蛍光診断装置において、前記励起光を供給する励起光供給手段と、前記励起光の前記生体組織からの反射光を検出する検出手段とを備え、前記励起光供給手段が、前記検出手段の出力に基づいて、供給する前記励起光の波長を制御することで、簡単な構成により、生体組織の部位、状態によらず、効率的かつ正確な蛍光診断を行うことを可能とする。

【0008】

【実施例】以下、図面を参照しながら本発明の実施例について述べる。

【0009】図1及び図2は本発明の第1実施例に係わり、図1は蛍光観察内視鏡装置の構成を示す構成図、図2は図1の蛍光観察内視鏡装置により励起光 λ_0 を照射した時の体腔内組織の蛍光特性を示す特性図である。

【0010】蛍光診断装置としての第1実施例の蛍光観察内視鏡装置は、図1に示すように、体腔内に挿入し疾患部位等の観察部位の通常観察像及び蛍光観察像を得る内視鏡1と、この内視鏡1に第1アダプタ2を介して通常観察用の白色光を供給する通常照明光源3及び励起用の波長可変レーザ（例えばアレキサンドライトレーザ、色素レーザ、自由電子レーザ等）を供給する蛍光用レーザ装置4と、通常照明光源3のランプ3aからの白色光により内視鏡1で得られた通常観察像を第2アダプタ5を介して撮像する通常TVカメラ6と、蛍光用レーザ装置4からの励起光 λ_0 により内視鏡1で得られた蛍光像を第2アダプタ5を介して撮像する蛍光像撮像カメラ7と、通常TVカメラ6により撮像された通常観察撮像信号を信号処理し通常画像を生成するCCU（カメラ・コントロール・ユニット）8と、蛍光像撮像カメラ7により撮像された蛍光撮像信号を信号処理し蛍光画像を生成する蛍光画像処理装置9と、蛍光画像処理装置9で信号処理される蛍光撮像信号の励起光より長い波長の蛍光光量を検出し疾患部位を識別するビデオスイッチングコントローラ10と、通常画像及び蛍光画像を入力しビデオスイッチングコントローラ10からの識別信号により通常画像または蛍光画像を出力するビデオスイッチャ11と、ビデオスイッチャ11からの出力画像を表示するモニタ12と、蛍光用レーザ装置4より内視鏡1を介して照射されたレーザ光の反射光を受光してCCU8により得られた蛍光像より反射光の光量をモニタする反射光モニタ27とを備えて構成される。

【0011】第1アダプタ2は、ドライバ13で可動ミラー14を駆動することにより通常照明光源3のランプ3aからの白色光と蛍光用レーザ装置4からの励起光 λ_0 を切り換え（図1において、白色光の場合の可動ミラー14の位置は実線、励起光 λ_0 の場合の可動ミラー14の位置は破線）、内視鏡1内を挿通するライトガイド

10

20

30

40

50

15に導光するようになっている。ライトガイド15は第1アダプタ2からの光を内視鏡1の先端に伝送し、先端前方に照射するようになっている。照射された光による観察部位からの戻り光は観察像（通常観察像あるいは蛍光観察像）として内視鏡1内を挿通するイメージガイド16により内視鏡1の接眼部17に伝送される。

【0012】接眼部17には第2アダプタ5が着脱自在に接続されており、第2アダプタ5は、ドライバ18で可動ミラー19を駆動することにより通常観察像と蛍光観察像とを切り換え（通常観察像の場合の可動ミラー19の位置は実線、蛍光観察像の場合の可動ミラー19の位置は破線）、通常観察像を通常TVカメラ6に、蛍光像を蛍光像撮像カメラ7に導く。通常TVカメラ6では、内蔵するCCD20により通常観察像を撮像し、通常観察像撮像信号をCCU8に伝送する。そしてビデオスイッチングコントローラ10からの識別信号により、ビデオスイッチャ11を介してモニタ12に通常観察像が表示される。

【0013】蛍光像撮像カメラ7では、蛍光観察像を、波長 λ_1 、 λ_2 の光を透過する透過特性を有する2つの透過フィルタを有する回転フィルタ21を介して、イメージ・インテンシファイヤ（I. I）22で光増幅しCCD23で撮像し、蛍光撮像信号を蛍光画像処理装置9に伝送する。そしてビデオスイッチングコントローラ10からの識別信号により、ビデオスイッチャ11を介してモニタ12に蛍光観察像が表示される。尚、回転フィルタ21は、円盤形状で、半円状の波長 λ_1 、 λ_2 の光を透過する透過特性を有する2つの透過フィルタから構成され、モータ24により回転駆動されるようになっている。

【0014】このように構成された蛍光観察内視鏡装置の作用について説明する。

【0015】蛍光診断時には、まず、蛍光用レーザ装置4より励起光が連続的または段階的に波長変化させながら、内視鏡1を介して生体組織に照射される。生体組織からの励起光の反射光はイメージガイド16を介してCCD20で受光され、CCU8を介して反射光モニタ27で励起光の反射光の光量がモニタされる。

【0016】ここで、図2に励起光 λ_0 を照射した時の蛍光特性を示す。例えば442nmの励起光 λ_0 で得られる組織の蛍光は、正常部位ではその強度が強く、病変部では、波長の短い側で正常に比べ弱い。つまり、図中 λ_1 、 λ_2 と正常と病変で蛍光強度の比率が異なるので、この λ_1 、 λ_2 の比率を求めることで病変と正常を区別することができる。この病変と正常部の区別をより正確に行うためには、 λ_1 と λ_2 の比率の差が大きくなる励起波長を選べば良い。しかしながら、組織表面には粘液や血液があり、その最適な励起波長は変動することがある。

【0017】そこで、反射光モニタ27は、励起光の反

射光の光量をモニタすることにより、光量が最も少ない（すなわち、最も励起光の吸収の大きい）波長の励起光を検出し、蛍光用レーザ装置4に制御信号を送信する。尚、このとき血液、粘液の反射特性をあらかじめ記憶しておき、このデータで補正することで、より精度を向上させることができる。

【0018】蛍光用レーザ装置4は、反射光モニタ27からの制御信号により、生体からの蛍光が最も大きい（すなわち、最も励起光の吸収が大きく、励起光の反射光の光量が最も少ない）波長の励起光を発振させる。

【0019】そして、反射光モニタ27で検出された励起光が例えば励起光 λ_0 とすると、蛍光用レーザ装置4からは励起光 λ_0 が供給され、生体組織は図2のような蛍光特性を有するので、回転フィルタ21により λ_1 、 λ_2 の蛍光像を分離してI. I. 22で増幅しCCD23で撮像する。

【0020】尚、図1において、可動ミラー14、19はタイミングコントローラ25により同期してドライバ13、18で駆動され、回転フィルタ21を回転駆動するモータ24の駆動タイミングもタイミングコントローラ25により制御されている。

【0021】また、ビデオスイッチャ11は、ビデオスイッチングコントローラ10からの識別信号により、CCU8からの通常画像または蛍光画像処理装置9からの蛍光画像をモニタ12に出力するが、フットスイッチ26によっても通常画像または蛍光画像の切り換えができるようになっている。

【0022】また、励起光波長の選択、病変部と正常部の識別には、ファジィ制御、AI、ニューラルネット等を応用して行っても良い。さらに、γ線検出器を設けることで、病変部と正常部の識別精度を高めるように構成しても良い。

【0023】このように、第1実施例の蛍光観察内視鏡装置によれば、蛍光観察対象部位により、最も蛍光を発し易い波長の励起光を選択的に使用できるので、正確な蛍光診断を行うことができる。

【0024】次に第2実施例について説明する。図3及び図4は本発明の第2実施例に係わり、図3は蛍光観察内視鏡装置の構成を示す構成図、図4は図3の回転フィルタの構成を示す構成図である。第2実施例は第1実施例とほとんど同じであるので、異なる構成のみ説明し、同一構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【0025】図3に示すように、第2実施例では第1実施例の回転フィルタ21の代わりに設けられた回転フィルタ21aと、反射光モニタ27からの移動制御信号により回転フィルタ21aを回転駆動するモータ24を回転フィルタ挿入径方向に移動する移動手段28とを備えて構成される。

【0026】この回転フィルタ21aは、図4に示すように、円盤を半円に分割し、さらに内周側と外周側とに

分割した4つの領域に異なる波長 λ_1 , λ_2 , λ_3 , λ_4 の光を透過する透過特性を有する透過フィルタ31、32、33、34を備えて構成される。

【0027】そして、反射光モニタ27からの移動制御信号に基づいて回転フィルタ21aを移動手段28によりモータ24を回転フィルタ挿入径方向に移動することで、例えば第1実施例で説明したように(図2参照)、反射光モニタ27からの制御信号による蛍光用レーザ装置4の励起光レーザの波長が λ_0 の場合は、(モータ24を紙面左に移動し)内周側に設けられた透過フィルタ31、32(透過波長 λ_1 , λ_2)を介して蛍光像を得、また、反射光モニタ27からの制御信号による蛍光用レーザ装置4の励起光レーザの波長が λ_0 と異なる波長 λ_0' の場合は、(モータ24を紙面右に移動し)この励起光 λ_0' による蛍光強度に適した(病変部と正常部における蛍光強度の比率の差が最大となる)外周側に設けられた透過フィルタ33、34(透過波長 λ_3 , λ_4)を介して蛍光像を得ようになっている。その他の構成、作用は第1実施例と同じである。

【0028】このように構成することで、第1実施例の効果に加え、反射光モニタ27からの制御信号による蛍光用レーザ装置4の励起光による蛍光像を、反射光モニタ27からの移動制御信号に基づいて回転フィルタ21aを移動手段28によりモータ24を回転フィルタ挿入径方向に移動させることで観察するので、励起光波長に応じて蛍光波長を選択することができ、より精度の高い蛍光診断を行うことができる。

【0029】尚、上記の第2実施例では、反射光モニタ27により選択された特定波長の励起光に応じて蛍光波長を選択するとしたが、これに限らず、例えば特定波長の励起光に対して、透過フィルタ31、32(透過波長 λ_1 , λ_2)を介した観察と、透過フィルタ33、34(透過波長 λ_3 , λ_4)を介した観察との両方を行い蛍光診断を行うようにしても良い。また、透過フィルタ31、32(透過波長 λ_1 , λ_2)及び透過フィルタ33、34(透過波長 λ_3 , λ_4)を介した両方の観察を複数の波長の励起光に対して行うようにしても良い。このようにすることで、蛍光観察対象部位からの蛍光像データを増やすことが可能となり、より正確な蛍光診断を行うことができる。

【0030】ところで、イメージ・インテンシファイヤ(I. I.)22を内視鏡1の接眼部17に接続して蛍光像を観察する場合、I. I. 22の重さが内視鏡1の操作部にかかり、かつ、I. I. 22は大型であるので操作性が悪いと言う問題や、I. I. 22が精密な電気部品から成り、滅菌性が悪いと言う問題がある。

【0031】そこで、イメージガイドをポリマー光ファイバーで構成して励起光を導光し、光ファイバーアンプ機能を加えることで、イメージ・インテンシファイヤなしで、自家蛍光を観察できるので操作性や滅菌性が向上

しより正確で安全な蛍光診断を行うことのできる蛍光観察内視鏡装置の実施例を次に説明する。

【0032】イメージ・インテンシファイヤなしで蛍光診断を行うことのできる一実施例の蛍光観察内視鏡装置は、図5に示すように、白色光又はレーザ光を切り換えて出射する光源41と、前記白色光又はレーザ光を体腔内に照射し、組織の通常画像又は蛍光画像を観察する内視鏡42と、前記通常画像又は蛍光画像を同一画面にスーパーインポーズしたり、蛍光画像により得られた画像擬似カラー処理等を行い、病変部を認識しやすくする画像処理装置43と、前記内視鏡42内を挿通するIG(イメージガイド)45と光学的に結合し蛍光を増幅するためのポンピング光を発生するアンプ用励起光源46と、前記蛍光像及び通常像を切り換えるため光源41と画像処理装置43とアンプ用励起光源46及び内視鏡42の操作部44に内蔵された回転フィルタ47を回転駆動するモータ48を制御するタイミングコントローラ50と、前記画像処理装置43で処理された画像を表示するモニタ51とから構成されている。

【0033】前記光源41は、白色光を発生するXeランプ52と蛍光を励起するためのHe-Cdレーザ53とが内蔵され、ミラー54及びレンズ55、56を介したXeランプ52からの白色光とHe-Cdレーザ53からの励起光とが光学ミラー57により切り換えられ、内視鏡42のライトガイドケーブル57及び内視鏡42の挿入部58内に挿通されたLG(ライトガイド)59に導光される。

【0034】前記内視鏡42の先端には、前記LG59により前記光源41からの白色光又は励起光を体腔内に導かれ出射した光を均一に拡げて照射する拡散レンズ60と、通常画像又は蛍光像を撮像する対物レンズ61とが設けられている。

【0035】また、操作部44内には、蛍光像又は通常像を伝送又は増幅する挿入部58内を挿通するIG45により伝送された画像を撮像するCCD62が内蔵され、蛍光像又は通常像はレンズ63によりCCD62の撮像面に投影される。また、蛍光像を増幅するためIG45の両端には励起光のみを反射するダイクロミックミラー64、65が配置され、アンプ用励起光源46からのアンプ用励起光を光ファイバ66を介してIG45に入射するためのレンズ67、68とハーフミラー69が配置されている。

【0036】ここでIG45は、"Rhodamine 6G", "Perylene Red"がドープされたポリマー光ファイバより構成される。

【0037】さらに前記回転フィルタ47は、レンズ63とCCD62の間に設けられており、タイミングコントローラ50でモータ48を制御することで回転フィルタ47を回転させ、例えば蛍光像の時は透過フィルタ(透過波長 λ_1)71、透過フィルタ(透過波長 λ_2)7

2を通し、通常画像の時は何もフィルタが入っていない領域73を通しそのまま通過させる。つまり、モータ48は、前記タイミングコントロール50により制御され、回転フィルタ47のフィルタを順次切り換える。

【0038】前記アンプ用励起光源46は、YAGレーザ74と前記YAGレーザ74からの光の第2高調波を発生するSHG75より構成される。

【0039】このように構成された本実施例では、まず光源41より白色光又は励起光を内視鏡42のLG59を通じ、例えば、胃、大腸、気管支、膀胱などの体腔内あるいは腹腔、胸腔に導光する。

【0040】白色光を照射した場合、体腔内の像を対物レンズ61、IG45、さらに回転フィルタ47のうち何もフィルタが入っていない領域73を通過し、CCD62で撮影し、画像処理装置43の図示しない画像メモリに一時蓄積された後、モニタ51に表示する。

【0041】一方、励起光を照射した場合、例えばHe-Cdレーザ53の442nmの光を生体組織に照射すると、正常組織からは、フラビンに関連する緑色の蛍光を発するが、異常組織、例えば癌組織からは緑色領域の 20 蛍光強度が落ちた暗い黄色ばい蛍光に変わる。

【0042】この蛍光を白色光同様IG45で受けるが、その蛍光強度が極めて微弱であるため、このままではCCD62では撮像できない。そこで、アンプ用励起光源46内のYAGレーザ74より1064nmの光を発生させ、さらにSHG75により、532nmの光に変換し、これを、光ファイバ66を通じ、レンズ67、68でビームを均一に拡げ、ハーフミラー69を介しIG45に入射する。

【0043】IG45は、上述したように、“Rhodamine 6G”、“Perylene Red”がドープされたポリマー光ファイバより成り、532nmの励起光を入射した場合、“Rhodamine 6G”に対応する571nmの蛍光と、“Perylene Red”に対応する621nmの蛍光を増幅する。この時、増幅率は600～2000倍となる。

【0044】そして、増幅された蛍光に対して、回転フィルタ47の透過フィルタ71、72で波長λ1（例えば571nm）、波長λ2（例えば621nm）の蛍光を取り出し、雑音を抑え、CCD62で各々撮像する。 40 この画像を画像処理装置43内の図示しない画像メモリ及び演算装置により正常部と病変部を判別する。

【0045】上記通常画像、蛍光画像は、タイミングコントロール50で順次切り換えられ、モニタ51に個別あるいは同時（スーパーインポーズ）に表示される。

【0046】このように本実施例によれば、He-Cdレーザ53の442nmの光を生体組織に照射し、異常組織からの蛍光のうちで、ポリマー光ファイバより成るIG45で、“Rhodamine 6G”に対応する571nmの蛍光と、“Perylene Red”に対 50

応する621nmの蛍光とを600～2000倍に増幅し、回転フィルタ47で波長λ1（例えば571nm）、波長λ2（例えば621nm）の蛍光を取り出し、雑音を抑え、CCD62で各々撮像するので、イメージ・インテンシファイヤなしで自家蛍光を観察でき、操作性や滅菌性が向上し、より正確で安全な蛍光診断を行うことができる。

【0047】尚、アンプ用励起光源46で用いられるレーザは、YAGレーザとしたが、これに限らず、半導体レーザ、アルゴンレーザ、エキシマレーザでもよい。

【0048】また、He-Cdレーザ53の442nmの光を生体組織に照射し、生体組織からの蛍光をポリマー光ファイバより成るIG45で増幅して自家蛍光を観察し、病変部の診断を行うとしたが、これに限らず、蛍光物質としての、例えばHpD（ヘマトポルフィリン）、Photofrin、ALA（δ-aminolevulinic acid）、NPe₆、BPD、SnET2は癌への集積性があるので、これを生体内に注入し、前記蛍光物質からの蛍光をポリマー光ファイバより成るIG45で増幅して観察することで疾患部位を診断してもよい。

【0049】図6は図5の実施例の変形例である。図5の実施例ではポリマー光ファイバ束をIG55として内蔵した蛍光観察用の内視鏡を用いた構成であったが、このような内視鏡は特殊であり、高価な内視鏡となるので、この変形例の蛍光観察内視鏡装置は、通常の内視鏡を用いイメージ・インテンシファイヤなしで自家蛍光の観察ができる構成となっている。本変形例は図5の実施例とほとんど同じであるので、異なる構成のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【0050】すなわち、図6に示すように、図5の変形例である蛍光観察内視鏡装置は、通常観察像を伝送するイメージガイド45aを挿通した通常の内視鏡81と、ポリマー光ファイバ束82を内視鏡81の接眼部83と蛍光像撮像装置84とを結ぶ、結合装置85に内蔵している。蛍光像撮像装置84は、YAGレーザ74、SHG75、回転フィルタ47等から構成され、SHG75からの光はミラー86を介してハーフミラー69に導光されるようになっている。ポリマー光ファイバ束82は、図5の実施例と同様に、“Rhodamine 6G”、“Perylene Red”がドープされたポリマー光ファイバより構成されている。その他の構成、作用は図5の実施例を同じである。

【0051】このように構成された本変形例によれば、図5の実施例の効果に加え、ポリマー光ファイバ束82を内蔵した結合装置85を内視鏡81の接眼部83と蛍光像撮像装置84との間に装着して構成しているので、通常の内視鏡が使用でき、安価にイメージ・インテンシファイヤなしで自家蛍光の観察ができる蛍光観察内視鏡装置が実現できる。尚、図5及び図6に示す実施例にお

いて、図1ないし図4に示す実施例のようにHe-Cdレーザを波長可変レーザに置き換え反射光をモニタし、これにより最適な波長を選択することで、より精度の高い診断が可能となる。

【0052】ところで、蛍光観察内視鏡装置による蛍光像の観察では、術者が内視鏡湾曲操作を手動で行い、蛍光像を目で確認しながら行っていた。そのため、蛍光を目で確認しながら、病変部をスクリーニングする場合、そのスクリーニングのために術者は慎重にアングルを操作したり又は、蛍光の違いが微妙かつ微少である場合患部を見落とす可能性がある。

【0053】そこで、微妙かつ微少な蛍光の違いを検出し患部のある所でアングルを止めるようにすることで操作性の向上及び確実な病変の検出ができる蛍光観察内視鏡装置の実施例について次に説明する。

【0054】微妙かつ微少な蛍光の違いを検出し患部のある所でアングルを止める蛍光観察内視鏡装置の一実施例の構成は、図7に示すように、通常の観察のための白色光を発生する光源装置91と、蛍光観察のための励起光を発生するレーザ光源92と、白色光または励起光を先端部93aより患部に照射し患部を観察する内視鏡93とを備えて構成される。

【0055】内視鏡93の操作部94より延出したライトガイドケーブル95の先端は、前記光源装置91及びレーザ光源92が接続された、白色光と励起光を切り換えて内視鏡93のライトガイドケーブル95及び挿入部96内を挿通する図示しないライトガイドに導光する第1のアダプタ97に着脱自在に接続されている。

【0056】内視鏡93の操作部94には、図示しない電動モータによる電動アングル98が内蔵されており、挿入部96の先端側に設けられた湾曲部99を湾曲駆動するようになっている。この電動アングル98は、例えば2本のアングルワイヤ及び電動モータ（図示せず）とから構成され、ライトガイドケーブル95を介してアングル制御部100により湾曲駆動が制御されるようになっている。図示しないアングルワイヤ及び電動モータにより湾曲部99を上下左右に湾曲させ内視鏡93の先端部93aを所望の方向に向けることができるようになっている。

【0057】そして、内視鏡93により体腔内101の病変部102及びその周辺部の蛍光像及び通常像を検出し、I. I. 103とCCDカメラ104各々を撮像する。このとき、蛍光像及び通常像は、第2のアダプタ105で各々、I. I. 103とCCDカメラ104に振り分けられる。

【0058】I. I. 103で撮像された蛍光像は、蛍光診断処理部106で処理され正常部と異常部を判別される。CCU107は、CCDカメラ104で撮像された通常像より通常画像を生成する。前記蛍光診断処理部106と、CCU107で得られた画像は、スーパーイ

ンポーズ108で切り換え又は同一画面に合成され、スーパーインポーズ108からの出力画像、例えば親画像を通常画像109とし子画像を蛍光画像110とした合成画像がモニタ111に表示されるようになっている。

【0059】尚、モニタ111に表示される合成画像は、これに限らず、親画像を蛍光画像とし子画像を通常画像としてもよく、子画像の表示位置も任意に設定できる。さらに、モニタ111が表示する画像は、このような合成画像に限らず、蛍光画像あるいは通常画像のみの表示、あるいはこれらの画像を画像処理した処理画像を表示することができる。

【0060】このように構成された図7の実施例では、まず、内視鏡93の先端部93aを体腔内101（例えば、肺、食道、胃、腸、膵胆管、膀胱、尿管、腹腔、胸腔、子宮）に配置する。光源装置91又はレーザ光源92の光をアダプタ97により順次内視鏡93を介し、体腔内101に照射する。この時の通常画像、蛍光画像は各々アダプタ105で切り換えられ、I. I. 103又はCCDカメラ104で撮影される。

【0061】この時、蛍光像においては、正常部に対し病変部102では、その強度及び波長特性が変化する。つまり、蛍光強度又は波長特性を蛍光診断処理部106で処理することで病変部102を判別できる。

【0062】一方、内視鏡93では、アングル制御部100により電動アングル98を駆動し、内視鏡93の湾曲部99を操作し、体腔内101を観察する。この時、蛍光診断処理部106で病変部102を発見した場合、その病変部102が内視鏡93の視野の中心に来よう電動アングル98を制動し、中央部に来た時点で湾曲駆動を停止させ、例えばモニタ表示あるいは音声情報として術者に病変部102の存在を知らせる。

【0063】このように、図7の実施例によれば、蛍光診断処理部106で病変部102を判別し病変部102を発見した場合、アングル制御部100により電動アングル98を制動し、中央部に来た時点で湾曲駆動を停止させ、術者に病変部102の存在を知らせるので、微妙かつ微少な蛍光の違いを検出し患部のある所でアングルを止めるようにすることができ、操作性を向上させると共に確実に病変部を検出することができる。

【0064】尚、上記各実施例では通常画像を撮像する通常TVカメラのCCDを白色光に基づいて撮像としたが、このCCDは入射面にカラーモザイクフィルタを設けることでカラー画像を撮像するCCDとすることができる。また、白色光をR、G、Bに分離するカラーフィルタを設けることでカラー画像を撮像する通常TVカメラとしても良いし、通常照明光源からR、G、Bの照明光を順次供給するようにし、この供給タイミングに同期させることでカラー画像を撮像する通常TVカメラとしても良い。

【0065】また、上述したように、通常、励起光源と

して単色光を発生するレーザ光が使われる。しかし、レーザ光源は高価であると言う問題がある。そこで、図8に示すように、Xeランプの白色光より励起光を効率良く選び出す励起光フィルタ120を用いるようにしても良い。

【0066】すなわち、図8のように、励起光フィルタ120は、Xeランプ121からの白色光に対して、干渉膜が蒸着された励起光 $\lambda 0$ のみを通過する干渉フィルタ122、123と、その干渉フィルタ122、123に挟まれて配置された励起光 $\lambda 1$ 以外の光を吸収する色フィルタ124より構成される。

【0067】Xeランプ121より発生した白色光は、干渉フィルタ122により $\lambda 0$ を通過し、 $\lambda 0$ 以外は反射される。しかしながら、この時 $\lambda 0$ 以外の光もわずかながら透過する。この透過した $\lambda 0$ 以外の光を含む光は、色フィルタ124と干渉フィルタ123で $\lambda 0$ 以外の光が一部カットされるが、干渉フィルタ122と干渉フィルタ123との間で反射を繰り返すことで、 $\lambda 0$ 以外の光を色フィルタ124で完全あるいは殆ど吸収することができ、効率良く $\lambda 0$ 以外の光を抑えることが可能である。

【0068】このように励起光フィルタ120を用いることで、 $\lambda 0$ 以外の光、つまり漏れ光の少ない励起光を得ることができ、励起光源としてのレーザ装置を用いることなく、良好な蛍光観察が可能となる。

【0069】【付記】

1) 請求項1に記載の蛍光診断装置であって、前記検出手段は、前記反射光の光量を検出し、前記励起光供給手段は、前記励起光を前記検出手段が検出した前記反射光の光量が最小となる波長に制御する。

【0070】2) 請求項1に記載の蛍光診断装置であって、前記蛍光の複数の波長毎の強度を抽出する抽出手段を備えて構成される。

【0071】このように構成することで、生体組織からの蛍光の強度・波長分布のデータをより多く抽出できるので、正確な蛍光診断を行うことができる。

【0072】3) 生体組織に励起光を照射し、前記生体組織から発生する蛍光により前記生体組織の病変部を診断する蛍光診断装置において、前記蛍光の複数の波長毎の強度を抽出する抽出手段を備えたことを特徴とする蛍光診断装置。

【0073】このように構成することで、抽出手段としての回転フィルタ21aで生体組織からの蛍光の強度・波長分布のデータをより多く抽出できるので、正確な蛍光診断を行うことができる。

【0074】4) 光ファイバ束により物体内部の画像を光信号として伝送する画像伝送装置において、前記光ファイバ束は、所定の波長の励起光により前記光ファイバ束内部で前記光信号を増幅する増幅手段を有し、前記励起光を供給する励起光供給手段と、前記励起光供給手

段により供給される前記励起光を前記光ファイバ束に入射する励起光入射手段とを備えたことを特徴とする画像伝送装置。

【0075】このように構成された画像伝送装置では、光ファイバ束としてのイメージガイド45を増幅手段を有したポリマー光ファイバで構成して励起光を導光し、光信号増幅機能を加えることで、イメージインテンシファイヤなしで、微弱な光信号の増幅を可能とする。

【0076】5) 付記4の画像伝送装置であって、前記光信号は、物体内部より発生した蛍光である。

【0077】6) 付記5の画像伝送装置であって、前記蛍光は、生体組織に集積した蛍光物質あるいは自家蛍光である。

【0078】この画像伝送装置では、蛍光物質からの微弱な蛍光あるいは自家蛍光を観察することで、蛍光による生体組織観察の操作性や装置の滅菌性を向上させ、正確で安全な蛍光診断を可能とする。

【0079】7) 付記6の画像伝送装置であって、前記蛍光物質は、少なくとも"HpD", "Photofrin", "ALA", "NPe", "BPD", "SnET2"のいずれか一つである。

【0080】8) 付記4、5、6または7のいずれか1つに記載の画像伝送装置であって、前記光ファイバ束は、少なくともRhodamine 6G, Rhodamine B, Perylene Redの少なくとも1つを添加することで、前記増幅手段を形成する。

【0081】9) 付記4、5、6、7または8のいずれか1つに記載の画像伝送装置であって、前記励起光源は、YAGレーザ、半導体レーザ、アルゴンレーザ、エキシマレーザのいずれか一つである。

【0082】10) 先端側に湾曲可能な湾曲部を備えた体腔内に挿入する挿入部を有し、前記挿入部先端に位置する体腔内組織からの蛍光を検出する内視鏡と、前記湾曲部を湾曲させる湾曲手段と、前記内視鏡により撮像された前記蛍光より前記体腔内組織の病変部を検出する病変部検出手段と、前記体腔内組織の前記病変部を検出する前記検出手段の出力に基づいて、前記湾曲手段を制御する湾曲制御手段とを備えたことを特徴とする内視鏡装置。

【0083】このように構成された内視鏡装置では、病変部検出手段としての蛍光診断処理部106が体腔内組織からの微妙かつ微少な蛍光の違いに基づいて病変部を検出し、湾曲制御手段としてのアングル制御部100が湾曲手段としての電動アングル98を制御し、病変部が内視鏡視野の所定の位置にくるように湾曲部を湾曲させることで、操作性を向上させると共に確実な病変部の検出を可能とする。

【0084】11) 付記10の内視鏡装置であって、前記蛍光は、生体組織に集積した蛍光物質からの蛍光あるいは自家蛍光である。

【0085】12) 付記10または11の内視鏡装置であって、前記病変部検出手段は、2つ以上の波長領域の蛍光の強度を抽出することにより前記病変部を検出する。

【0086】13) 付記10、11または12のいずれか1つに記載の内視鏡装置であって、前記湾曲制御手段は、前記病変部が前記内視鏡の視野の中央に来るように前記湾曲手段を制御する。

【0087】14) 付記10、11、12または13のいずれか1つに記載の内視鏡装置であって、前記湾曲手段は、少なくとも1つ以上のアングルワイヤと、電動モータとから構成される。

【0088】

【発明の効果】以上説明したように本発明の蛍光診断装置によれば、励起光供給手段が、検出手段の出力に基づいて、供給する励起光の波長を制御するので、簡単な構成により、生体組織の部位、状態によらず、効率的かつ正確な蛍光診断を行うことができるという効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図1】第1実施例に係る蛍光観察内視鏡装置の構成を示す構成図。

【図2】図1の蛍光観察内視鏡装置により励起光 λ_0 を照射した時の体腔内組織の蛍光特性を示す特性図。

【図3】第2実施例に係る蛍光観察内視鏡装置の構成を示す構成図。

【図4】図3の回転フィルタの構成を示す構成図。

【図5】イメージ・インテンシファイヤなしで蛍光診断を行うことのできる一実施例の蛍光観察内視鏡装置の構成を示す構成図。

【図6】図5の蛍光観察内視鏡装置の変形例の構成を示す構成図。

* 構成図。

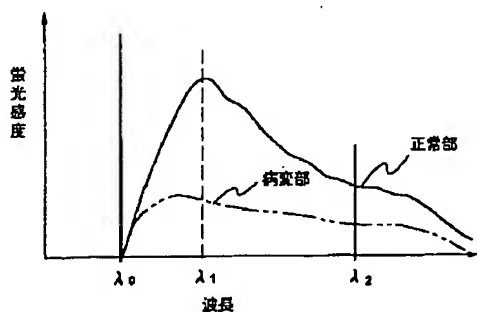
【図7】微妙かつ微少な蛍光の違いを検出し患部のある所でアングルを止める蛍光観察内視鏡装置の一実施例の構成を示す構成図。

【図8】Xeランプの白色光より励起光を効率良く選出す励起光フィルタの構成を示す構成図。

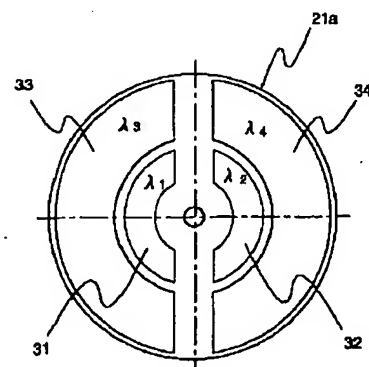
【符号の説明】

- 1…内視鏡
- 2…第1アダプタ
- 3…通常照明光源
- 4…蛍光用レーザ装置
- 5…第2アダプタ
- 6…通常TVカメラ
- 7…蛍光像撮像カメラ
- 8…CCU
- 9…蛍光画像処理装置
- 10…ビデオスイッチングコントローラ
- 11…ビデオスイッチャ
- 12…モニタ
- 13、18…ドライバ
- 14、19…可動ミラー
- 15…ライトガイド
- 16…イメージガイド
- 20、23…CCD
- 21…回転フィルタ
- 22…I、I
- 25…タイミングコントローラ
- 27…反射光モニタ
- 28…移動手段

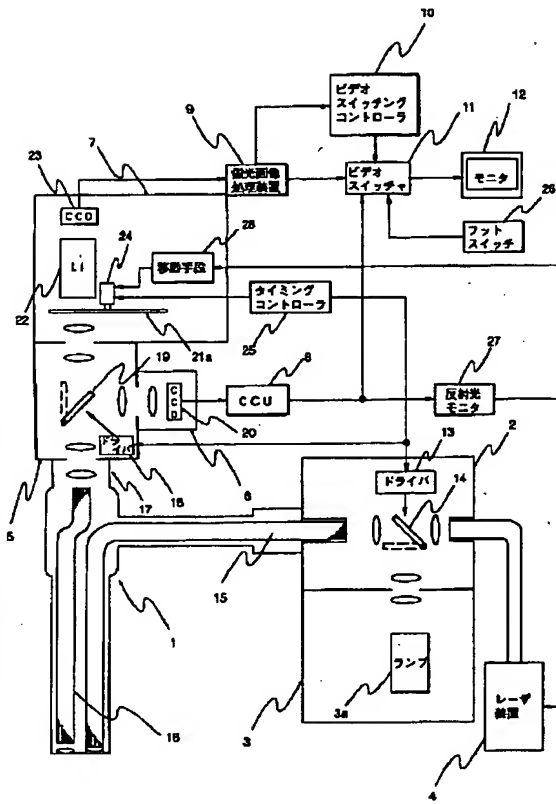
【図2】



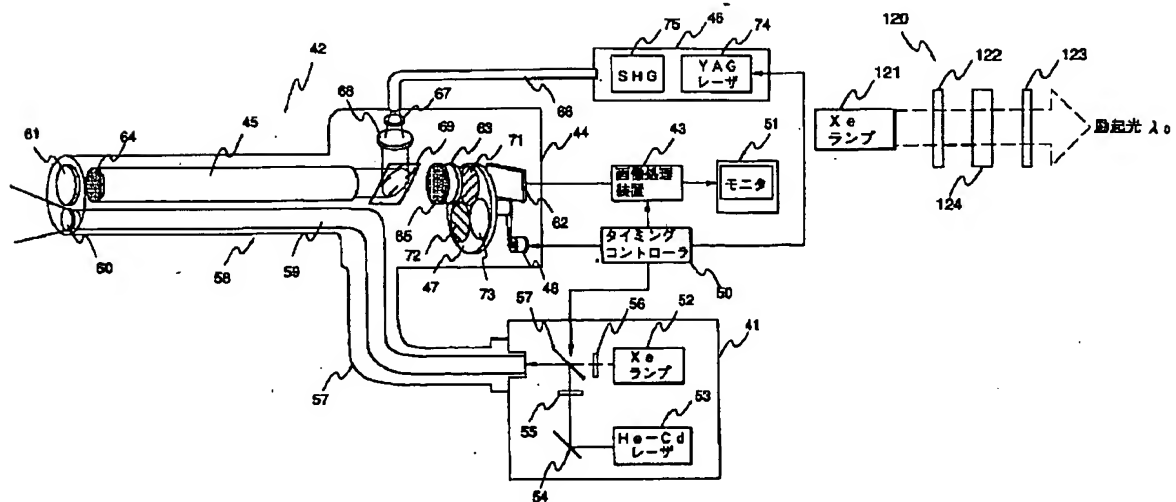
【図4】



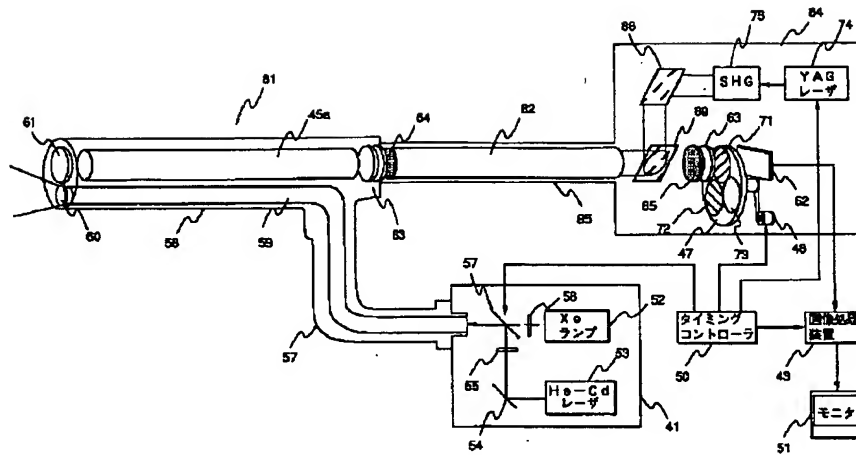
【図 3】



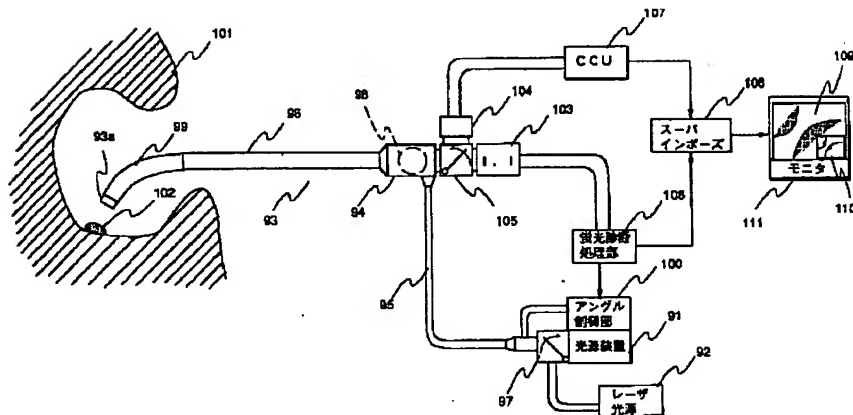
【图 8】



【図6】



【図7】



フロントページの続き

(72)発明者 飯田 雅彦
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 植田 康弘
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 小林 至峰
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 中村 一成
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 大明 義直
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

NOTICES *

JPO and INPIT are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. **** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

CLAIMS

[Claim(s)]

[Claim 1] A fluorescent diagnosis device which is provided with the following and characterized by said excitation light feeding means controlling wavelength of said excitation light to supply based on an output of said detection means and which diagnoses a lesion part of said body tissue according to fluorescence which irradiates a body tissue with excitation light and is generated from said body tissue.

An excitation light feeding means which supplies said excitation light.

A detection means to detect catoptric light from said body tissue of said excitation light.

DETAILED DESCRIPTION

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[Industrial Application] This invention irradiates an inspected object with excitation light, and relates to the fluorescent diagnosis device which diagnoses a disease site from the fluorescence shown for [the] inspected.

[0002]

[Description of the Prior Art] In recent years, a drug is poured in to the autofluorescence from a living body, and a living body with an endoscope etc., the fluorescence of the drug is detected as a two-dimensional picture, and there is art of diagnosing disease states (for example, the kind and permeation range of a disease), such as the denaturation of a body tissue and cancer, from the fluorescence image.

[0003] If a body tissue is irradiated, the fluorescence of long wave length will occur from the excitation light. As a fluorescent substance in a living body, there are NADH (nicotinamide adenine nucleotide), FMN (flavin mononucleotide), a pyridine nucleotide, etc., for example. These days, the correlation of such a living body internal cause substance and a disease is becoming clear. HpD (hematoporphyrin), Photofrin, and ALA (delta-amino levulinic acid) have the accumulation nature to cancer, this is poured in in the living body, and a disease site can be diagnosed by observing the fluorescence of said substance.

[0004] Since such fluorescence is very weak, it needs photography of high sensitivity extremely

for the observation. The image intensifier is well known as what performs this high sensitivity photography.

[0005]

[Problem(s) to be Solved by the Invention]However, although the fluorescent diagnosis device which performs fluorescent observation by the conventional endoscope observes by identifying a normal section and a lesion part according to the intensity of the fluorescence from the body tissue by excitation light; and distribution, Since the intensity and wavelength distribution of fluorescence which are acquired by the excitation light of a single wavelength change with the mucus of a body tissue (surface), or differences between a blood-flow state or a part organ, exact and efficient fluorescent diagnosis may be unable to be performed in the excitation light of the fixed single wavelength.

[0006]In light of the above-mentioned circumstances, by easy composition, this invention is not based on the part of a body tissue, and a state, but an object of this invention is to provide the fluorescent diagnosis device which can perform efficient and exact fluorescent diagnosis.

[0007]

[Means for Solving the Problem and its Function]In a fluorescent diagnosis device which diagnoses a lesion part of said body tissue according to fluorescence which a fluorescent diagnosis device of this invention irradiates a body tissue with excitation light, and is generated from said body tissue, By controlling wavelength of said excitation light which is provided with an excitation light feeding means which supplies said excitation light, and a detection means to detect catoptric light from said body tissue of said excitation light, and said excitation light feeding means supplies based on an output of said detection means. It makes it possible not to be based on a part of a body tissue, and a state, but to perform efficient and exact fluorescent diagnosis by easy composition.

[0008]

[Example]Hereafter, the example of this invention is described, referring to drawings.

[0009]The lineblock diagram and drawing 2 which, as for drawing 1, drawing 1 and drawing 2 show the composition of fluorescent observation endoscope equipment with respect to the 1st example of this invention are a characteristic figure showing the fluorescent characteristic of the organization in the abdominal cavity when it irradiates with the excitation light λ_0 with the fluorescent observation endoscope equipment of drawing 1.

[0010]The fluorescent observation endoscope equipment of the 1st example as a fluorescent diagnosis device, The endoscope 1 which inserts into the abdominal cavity and acquires the usual observation images and the fluorescent observation images of an observation part, such as a disease site, as shown in drawing 1, The laser device 4 for fluorescence which usually supplies the illumination light source 3 and the tunable laser for excitation (for example, alexandrite laser, dye laser, a free electron laser, etc.) which usually supply the white light for observation to this endoscope 1 via the 1st adapter 2, Usually, usual TV camera 6 which was obtained with the endoscope 1 by the white light from the lamp 3a of the illumination light source 3 and which usually picturizes observation images via the 2nd adapter 5, The fluorescence image imaging camera 7 which picturizes the fluorescence image acquired with the endoscope 1 by the excitation light λ_0 from the laser device 4 for fluorescence via the 2nd adapter 5, Usually, CCU(camera control unit) 8 which was picturized by TV camera 6 and which usually carries out signal processing of the observation imaging signal, and usually generates a picture, The fluorescent image processing unit 9 which carries out signal processing of the fluorescence imaging signal picturized by the fluorescence image imaging camera 7, and generates a

fluorescent image, and the video switching controller 10 which detects the fluorescence light volume of long wave length, and identifies a disease site from the excitation light of the fluorescence imaging signal by which signal processing is carried out with the fluorescent image processing unit 9, Usually, the video switcher 11 which inputs a picture and a fluorescent image and usually outputs a picture or a fluorescent image with the recognition signal from the video switching controller 10, It has the catoptric light monitor 27 which monitors the light volume of catoptric light, and comprises a fluorescence image which received the catoptric light of the monitor 12 which displays the outputted image from the video switcher 11, and the laser beam irradiated via the endoscope 1 from the laser device 4 for fluorescence, and was acquired by CCU8.

[0011]The 1st adapter 2 usually switches the excitation light λ_0 from the white light and the laser device 4 for fluorescence from the lamp 3a of the illumination light source 3 by driving the movable mirror 14 with the driver 13 (in drawing 1). The position of the movable mirror 14 in the case of white light carries out the light guide of the position of the movable mirror 14 in the case of a solid line and the excitation light λ_0 to the light guide 15 which inserts in the inside of a dashed line and the endoscope 1. The light guide 15 transmits the light from the 1st adapter 2 at the tip of the endoscope 1, and irradiates with it ahead [tip]. The returned light from the observation part by the irradiated light is transmitted to the eye contacting part 17 of the endoscope 1 by the image guide 16 which inserts in the inside of the endoscope 1 as observation images (usually observation images or a fluorescent observation image).

[0012]The 2nd adapter 5 is connected to the eye contacting part 17, enabling free attachment and detachment, and the 2nd adapter 5, By driving the movable mirror 19 with the driver 18, observation images and a fluorescent observation image are usually switched (as for the position of the movable mirror 19 in the case of observation images, the position of the movable mirror 19 in the case of a solid line and a fluorescent observation image is usually a dashed line), observation images are led to TV camera 6, and a fluorescence image is usually led to the fluorescence image imaging camera 7. Usually, in TV camera 6, observation images are usually picturized by CCD20 to build in, and an observation imaging signal is usually transmitted to CCU8. And by the recognition signal from the video switching controller 10, observation images are usually displayed on the monitor 12 via the video switcher 11.

[0013]Via the turnable filter 21 which has two transmission filters which have the penetration characteristic which penetrates the wavelength λ_1 and the light of λ_2 for a fluorescent observation image in the fluorescence image imaging camera 7, Optical amplification is carried out by the image intensifier (I. I) 22, it picturizes by CCD23, and a fluorescence imaging signal is transmitted to the fluorescent image processing unit 9. And by the recognition signal from the video switching controller 10, a fluorescent observation image is displayed on the monitor 12 via the video switcher 11. The turnable filter 21 comprises two transmission filters which have the penetration characteristic which is disc shape and penetrates the semicircular state wavelength λ_1 and the light of λ_2 , and is rotated by the motor 24.

[0014]An operation of the fluorescent observation endoscope equipment constituted in this way is explained.

[0015]While excitation light carries out a wavelength variation continuously or gradually from the laser device 4 for fluorescence first at the time of fluorescent diagnosis, a body tissue glares via the endoscope 1. The catoptric light of the excitation light from a body tissue is received by CCD20 via the image guide 16, and the light volume of the catoptric light of excitation light is monitored by the catoptric light monitor 27 via CCU8.

[0016]Here, a fluorescent characteristic when it irradiates with the excitation light λ_0 is shown in drawing 2. For example, by a normal part, it is strong, and the intensity compares normally the fluorescence of an organization acquired by the 442-nm excitation light λ_0 by a side with short wavelength by a lesion part, and it is weak. [of intensity] That is, a lesion and normalcy are distinguishable by the inside λ_1 of a figure, and asking for the ratio of this λ_1 and λ_2 , since the ratio of fluorescence intensity differs by a lesion that it is normal from λ_2 . In order to perform this lesion and distinction of a normal section more correctly, the difference of the ratio of λ_1 and λ_2 should just choose the excited wavelengths which become large. However, there are mucus and blood in an organization chart side, and the optimal excited wavelengths may be changed.

[0017]Then, by monitoring the light volume of the catoptric light of excitation light, light volume detects the excitation light of the fewest (that is, absorption of excitation light is the largest) wavelength, and the catoptric light monitor 27 transmits a control signal to the laser device 4 for fluorescence. The reflection property of blood and mucus is beforehand memorized at this time, and accuracy can be raised more by amending by this data.

[0018]The laser device 4 for fluorescence oscillates the excitation light of wavelength with the largest (that is, absorption of excitation light is the largest and there is least light volume of the catoptric light of excitation light) fluorescence from a living body with the control signal from the catoptric light monitor 27.

[0019]And since the excitation light λ_0 is supplied from the laser device 4 for fluorescence and a body tissue has a fluorescent characteristic like drawing 2 when the excitation light detected by the catoptric light monitor 27 considers it as the excitation light λ_0 , The turnable filter 21 separates the fluorescence image of λ_1 and λ_2 , and it amplifies by I.I.22, and picturizes by CCD23.

[0020]In drawing 1, the movable mirrors 14 and 19 synchronize with the timing controller 25, and are driven with the drivers 13 and 18, and the driving timing of the motor 24 which rotates the turnable filter 21 is also controlled by the timing controller 25.

[0021]With the recognition signal from the video switching controller 10, although the video switcher 11 outputs the usual picture from CCU8, or the fluorescent image from the fluorescent image processing unit 9 to the monitor 12, It has come to be usually able to perform the change of a picture or a fluorescent image also with the foot switch 26.

[0022]It may carry out by applying fuzzy control, A.I. Artificial Intelligence, a neural network, etc. to selection of excitation light wavelength, and discernment of a lesion part and a normal section. It may constitute from forming a gamma ray detector so that the discrimination precision of a lesion part and a normal section may be raised.

[0023]Thus, since the excitation light of the wavelength which is the easiest to show a fluorescence can be selectively used by a fluorescent observation subject part according to the fluorescent observation endoscope equipment of the 1st example, exact fluorescent diagnosis can be performed.

[0024]Next, the 2nd example is described. They are a lineblock diagram in which, as for drawing 3 and drawing 4, drawing 3 shows the composition of fluorescent observation endoscope equipment with respect to the 2nd example of this invention, and a lineblock diagram for which drawing 4 shows the composition of the turnable filter of drawing 3. Since the 2nd example is almost the same as the 1st example, only different composition is explained, the same numerals are attached to an identical configuration, and explanation is omitted.

[0025]The turnable filter 21a provided instead of the turnable filter 21 of the 1st example in the

2nd example as shown in drawing 3, It has the transportation device 28 which moves the motor 24 which rotates the turnable filter 21a with the movement control signal from the catoptric light monitor 27 to a turnable filter insertion diameter direction, and is constituted.

[0026]As shown in drawing 4, this turnable filter 21a is provided with the transmission filters 31, 32, 33, and 34 which have the penetration characteristic which penetrates the light of the wavelength λ_1 which is different to four fields which divided the disk into the semicircle and were further divided into the inner circumference and periphery side, λ_2 , λ_3 , and λ_4 , and is constituted.

[0027]By and the thing the motor 24 is moved [a thing] for the turnable filter 21a to a turnable filter insertion diameter direction by the transportation device 28 based on the movement control signal from the catoptric light monitor 27. For example, as the 1st example explained (refer to drawing 2), when the wavelength of the excitation light laser of the laser device 4 for fluorescence by the control signal from the catoptric light monitor 27 is λ_0 , (Moving the motor 24 to the space left) A fluorescence image is acquired via the transmission filters 31 and 32 (the transmitted wave length λ_1 and λ_2) provided in the inner circumference side, When the wavelength of the excitation light laser of the laser device 4 for fluorescence by the control signal from the catoptric light monitor 27 is different wavelength λ_0' from λ_0 , (Moving the motor 24 to the space right) A fluorescence image is acquired via the transmission filters 33 and 34 (the transmitted wave length λ_3 and λ_4) provided in the periphery (difference of ratio of fluorescence intensity in lesion part and normal section serves as the maximum) side suitable for the fluorescence sensitivity by this excitation light λ_0' . Other composition and an operation are the same as the 1st example.

[0028]In addition to the effect of the 1st example, with constituting in this way, the fluorescence image by the excitation light of the laser device 4 for fluorescence by the control signal from the catoptric light monitor 27, Since the turnable filter 21a is observed based on the movement control signal from the catoptric light monitor 27 by moving the motor 24 to a turnable filter insertion diameter direction by the transportation device 28, a fluorescence wavelength can be chosen according to excitation light wavelength, and higher-precision fluorescent diagnosis can be performed.

[0029]Although it presupposed that a fluorescence wavelength is chosen according to the excitation light of the specified wavelength selected by the catoptric light monitor 27 in the 2nd above-mentioned example, Both not only this but observation which passed the transmission filters 31 and 32 (the transmitted wave length λ_1 and λ_2), for example to the excitation light of a specified wavelength, and observation through the transmission filters 33 and 34 (the transmitted wave length λ_3 and λ_4) are performed, and it may be made to perform fluorescent diagnosis. It may be made to perform observation of both through the transmission filters 31 and 32 (the transmitted wave length λ_1 and λ_2) and the transmission filters 33 and 34 (the transmitted wave length λ_3 and λ_4) to the excitation light of two or more wavelength. By doing in this way, it becomes possible to increase the fluorescence image data from a fluorescent observation subject part, and more exact fluorescent diagnosis can be performed.

[0030]By the way, when the image intensifier (I.I.) 22 is connected to the eye contacting part 17 of the endoscope 1 and a fluorescence image is observed, I.I. the weight of 22 is applied to the final controlling element of the endoscope 1, and there are a problem said that operativity is bad since I.I.22 is large-sized, and a problem said that I.I.22 comprises a precise electrical part and sterilization nature is bad.

[0031]By then, the thing for which an image guide is constituted from polymer optical fiber, the light guide of the excitation light is carried out, and an optical fiber amplifier function is applied. Since autofluorescence is observable, the example of the fluorescent observation endoscope equipment which operativity and sterilization nature can improve and can perform more exact and safe fluorescent diagnosis is described without an image intensifier below.

[0032]The fluorescent observation endoscope equipment of one example which can perform fluorescent diagnosis without an image intensifier, The light source 41 which switches and emits white light or a laser beam as shown in drawing 5, The endoscope 42 which irradiates with said white light or a laser beam in the abdominal cavity, and observes the usual picture or fluorescent image of an organization, The image processing device 43 which make a lesion part easy to perform said picture pseudo-color processing which usually superimposed the picture or the fluorescent image on the same screen, or were obtained with the fluorescent image, and to recognize, The excitation light source 46 for amplifier which generates the pumping light for combining with IG(image guide) 45 which inserts in the inside of said endoscope 42 optically, and amplifying fluorescence, The timing controller 50 which controls the motor 48 which rotates the turnable filter 47 built in the final controlling element 44 of the light source 41, the image processing device 43, the excitation light source 46 for amplifier, and the endoscope 42 said fluorescence image and in order to usually switch an image, It comprises the monitor 51 which displays the picture processed with said image processing device 43.

[0033]The helium-Cd laser 53 for said light source 41 to excite the Xe lamp 52 and fluorescence which generate white light is built in, The white light from the Xe lamp 52 and the excitation light from the helium-Cd laser 53 through the mirror 54 and the lenses 55 and 56 are switched by the optical mirror 57, A light guide is carried out to LG(light guide)59 inserted in in the light guide cable 57 of the endoscope 42, and the insert portion 58 of the endoscope 42.

[0034]The diffusion lens 60 which extends uniformly the light which the white light or excitation light from said light source 41 was drawn by said LG59 in the abdominal cavity, and was emitted, and irradiates with it, and the object lens 61 which usually picturizes a picture or a fluorescence image are formed at the tip of said endoscope 42.

[0035]CCD62 which picturizes the picture transmitted in the final controlling element 44 by IG45 which inserts in the inside of a fluorescence image or the insert portion 58 which usually transmits or amplifies an image is built in, and a fluorescence image or a usual image is projected on the imaging surface of CCD62 with the lens 63. In order to amplify a fluorescence image, the dichroic mirrors 64 and 65 which reflect only excitation light in the both ends of IG45 are arranged, and the lenses 67 and 68 and the half mirror 69 for entering the excitation light for amplifier from the excitation light source 46 for amplifier into IG45 via the optical fiber 66 are arranged.

[0036]IG45 comprises here "Rhodamine 6G" and polymer optical fiber in which "Perylene Red" was doped.

[0037]Furthermore, said turnable filter 47 is formed between lens 63 and CCD62.

The turnable filter 47 is rotated by controlling the motor 48 by the timing controller 50, for example, the transmission filter (transmitted wave length λ_1) 71 and the transmission filter (transmitted wave length λ_2) 72 are usually passed as it is through through and the field 73 containing no filters at the time of a picture at the time of a fluorescence image.

That is, the motor 48 is controlled by said timing control 50, and switches the filter of the turnable filter 47 one by one.

[0038]Said excitation light source 46 for amplifier comprises SHG75 which generates the 2nd

harmonics of the light from YAG laser 74 and said YAG laser 74.

[0039]In this example constituted in this way, the light guide of white light or the excitation light is first carried out to the inside of the abdominal cavities, such as the stomach, the large intestine, a bronchial tube, and a bladder, or the abdominal cavity and the thorax through LG59 of the endoscope 42 from the light source 41.

[0040]When it irradiates with white light, it passes through the object lens 61, IG45, and the field 73 in which no filters are further contained among the turnable filters 47, and the image in the abdominal cavity is photoed by CCD62, and after being accumulated in the image memory which the image processing device 43 does not illustrate temporarily, it displays on the monitor 51.

[0041]On the other hand, when it irradiates with excitation light, if a body tissue is irradiated with the 442-nm light of the helium-Cd laser 53, for example, a green fluorescence relevant to a flavin will be shown from normal tissue, but it changes from the abnormal structure to the dark yellow **** fluorescence from which the fluorescence intensity of green regions fell, for example, a cancer tissue.

[0042]Although this fluorescence is received by IG45 like white light, since that fluorescence intensity is very weak, the way things stand, it cannot picturize CCD62. Then, from YAG laser 74 in the excitation light source 46 for amplifier, further, by SHG75, 1064-nm light is generated, it changes into 532-nm light, and a beam is uniformly extended with the lenses 67 and 68 through the optical fiber 66, and this is entered into IG45 via the half mirror 69.

[0043]IG45 comprises "Rhodamine 6G" and the polymer optical fiber in which "Perylene Red" was doped, as mentioned above, When 532-nm excitation light is entered, the 571 nm fluorescence corresponding to "Rhodamine 6G" and the 621-nm fluorescence corresponding to "Perylene Red" are amplified. At this time, an amplification factor will be 600 to 2000 times.

[0044]And to the amplified fluorescence, the fluorescence of the wavelength λ_1 (for example, 571 nm) and the wavelength λ_2 (for example, 621 nm) is taken out with the transmission filters 71 and 72 of the turnable filter 47, noise is suppressed, and it picturizes respectively by CCD62. A normal section and a lesion part are distinguished with the image memory and arithmetic unit with which this picture is not illustrated in the image processing device 43.

[0045]The above-mentioned usual picture and a fluorescent image are switched one by one with the timing controller 50, and are displayed on the monitor 51 individually or simultaneous (superimposition).

[0046]Thus, according to this example, irradiate a body tissue with the 442-nm light of the helium-Cd laser 53, and among the fluorescence from abnormal structure, The 571-nm fluorescence corresponding to Rhodamine 6G" at IG45 which comprises polymer optical fiber, The 621-nm fluorescence corresponding to "Perylene Red" is amplified 600 to 2000 times, Since the fluorescence of the wavelength λ_1 (for example, 571 nm) and the wavelength λ_2 (for example, 621 nm) is taken out with the turnable filter 47, noise is suppressed and it picturizes respectively by CCD62, Autofluorescence can be observed without an image intensifier, operativity and sterilization nature can improve, and more exact and safe fluorescent diagnosis can be performed.

[0047]Although the laser used by the excitation light source 46 for amplifier was made into the YAG laser, not only this but a semiconductor laser, argon laser, and excimer laser may be sufficient as it.

[0048]Although the body tissue was irradiated with the 442-nm light of the helium-Cd laser 53,

the fluorescence from a body tissue was amplified by IG45 which comprises polymer optical fiber, autofluorescence was observed and a lesion part is diagnosed, Not only as this but as a fluorescent substance, for example, HpD (hematoporphyrin), Since Photofrin, ALA (delta-amino levulinic acid), NPe₆, BPD, and SnET2 have the accumulation nature to cancer, This is poured in in the living body and a disease site may be diagnosed by amplifying and observing the fluorescence from said fluorescent substance by IG45 which comprises polymer optical fiber.

[0049]Drawing 6 is a modification of the example of drawing 5. Although it was the composition using the endoscope for fluorescent observation which contained the polymer optical fiber bunch as IG55 in the example of drawing 5, Such an endoscope is special, and since it becomes an expensive endoscope, the fluorescent observation endoscope equipment of this modification has composition which can perform observation of autofluorescence without an image intensifier using the usual endoscope. Since this modification is almost the same as the example of drawing 5, only different composition is explained, the same numerals are attached to the same composition, and explanation is omitted.

[0050]That is, as shown in drawing 6, the fluorescent observation endoscope equipment which is a modification of drawing 5 is built in the usual endoscope 81 which inserted in the image guide 45a which usually transmits observation images, and the coupling device 85 to which the eye contacting part 83 and the fluorescence image imaging device 84 of the endoscope 81 are connected for the polymer optical fiber bunch 82. The fluorescence image imaging device 84 comprises YAG laser 74, SHG75, and turnable filter 47 grade, and the light guide of the light from SHG75 is carried out to the half mirror 69 via the mirror 86. The polymer optical fiber bunch 82 comprises "Rhodamine 6G" and polymer optical fiber in which "Perylene Red" was doped like the example of drawing 5. Other composition and an operation are the same in the example of drawing 5.

[0051]Since according to this modification constituted in this way in addition to the effect of the example of drawing 5 it equips with the coupling device 85 which contained the polymer optical fiber bunch 82 between the eye contacting part 83 of the endoscope 81, and the fluorescence image imaging device 84 and it is constituted, The usual endoscope can be used and the fluorescent observation endoscope equipment which can perform observation of autofluorescence without an image intensifier cheaply can be realized. In the example shown in drawing 5 and drawing 6, helium-Cd laser is transposed to tunable laser like the example shown in drawing 1 thru/or drawing 4, catoptric light is monitored, and higher-precision diagnosis is attained because this chooses the optimal wavelength.

[0052]By the way, in observation of the fluorescence image by fluorescent observation endoscope equipment, while the way person performed endoscope curving operation manually and checked the fluorescence image by the eye, it was carrying out. Therefore, when screening a lesion part, checking fluorescence by the eye, a way person may operate an angle carefully for the screening, or the affected part may be overlooked when delicate [the difference in fluorescence], and very small.

[0053]Then, the example of the fluorescent observation endoscope equipment which can perform improvement in operativity and detection of a positive lesion by stopping an angle in the place which detects the difference in delicate and very small fluorescence, and has the affected part is described below.

[0054]The composition of one example of the fluorescent observation endoscope equipment which stops an angle in the place which detects the difference in delicate and very small fluorescence, and has the affected part, As shown in drawing 7, it has the light equipment 91

which generates the white light for the usual observation, the laser light source 92 which generates the excitation light for fluorescent observation, and the endoscope 93 which irradiates the affected part with white light or excitation light from the tip part 93a, and observes the affected part, and is constituted.

[0055]The tip of the light guide cable 95 which extended from the final controlling element 94 of the endoscope 93, It is connected to the 1st adapter 97 that carries out a light guide to the light guide which switches the white light and excitation light to which said light equipment 91 and the laser light source 92 were connected, and inserts in the inside of the light guide cable 95 of the endoscope 93, and the insert portion 96, and which is not illustrated, enabling free attachment and detachment.

[0056]The electric angle 98 by the electric motor which is not illustrated is built in the final controlling element 94 of the endoscope 93.

The curve drive of the bend 99 established in the tip side of the insert portion 96 is carried out. This electric angle 98 comprises two angle wires and an electric motor (not shown), for example, and a curve drive is controlled by the angle control section 100 via the light guide cable 95. The bend 99 can be incurvated vertically and horizontally with the angle wire and electric motor which are not illustrated, and the tip part 93a of the endoscope 93 can be turned now towards desired.

[0057]And the endoscope 93 detects the fluorescence image and usual image of the lesion part 102 of 101 in the abdominal cavity, and its periphery, and I.I.103 and CCD camera 104 each is picturized. At this time, the 2nd adapter 105 can distribute a fluorescence image and a usual image to I.I.103 and CCD camera 104 respectively.

[0058]I.I. the fluorescence image picturized by 103 is processed by the fluorescent diagnosis treating part 106, and has a normal section and an abnormality part distinguished CCU107 usually generates a picture from the usual image picturized with CCD camera 104. Said fluorescent diagnosis treating part 106 and the picture acquired by CCU107, It is compounded by a change or the same screen by the superimposition 108, and the image composing which usually made it the picture 109, the outputted image, for example, the parent picture, from the superimposition 108, and used the child picture as the fluorescent image 110 is displayed on the monitor 111.

[0059]Not only this but a parent picture is used as a fluorescent image, and, as for the image composing displayed on the monitor 111, the display position of a child picture can also usually set up a child picture arbitrarily well also as a picture. The picture which the monitor 111 displays can display not only image composing such but a fluorescent image or the processing picture which usually carried out image processing of the displays of only a picture, or these pictures.

[0060]In the example of drawing 7 constituted in this way, the tip part 93a of the endoscope 93 is first arranged in [101 (for example, a lung, an esophagus, the stomach, intestines, a pancreas bile duct, a bladder, a ureter, the abdominal cavity, the thorax, a uterus)] the abdominal cavity. 101 in the abdominal cavity is irradiated with the light of the light equipment 91 or the laser light source 92 via the endoscope 93 one by one by the adapter 97. The usual picture at this time and a fluorescent image are respectively switched by the adapter 105, and are photoed with I.I.103 or CCD camera 104.

[0061]At this time, that intensity and wavelength characteristic change by the lesion part 102 to a normal section in a fluorescence image. That is, the lesion part 102 can be distinguished by processing fluorescence intensity or a wavelength characteristic by the fluorescent diagnosis

treating part 106.

[0062]On the other hand, in the endoscope 93, the electric angle 98 is driven by the angle control section 100, the bend 99 of the endoscope 93 is operated, and 101 in the abdominal cavity is observed. When the lesion part 102 is discovered by the fluorescent diagnosis treating part 106 at this time, the electric angle 98 is braked so that that lesion part 102 may come to the center of the view of the endoscope 93, when it comes to a center section, a curve drive is stopped, for example, a way person is told about existence of the lesion part 102 as a monitor display or speech information.

[0063]Thus, when according to the example of drawing 7 the lesion part 102 was distinguished by the fluorescent diagnosis treating part 106 and the lesion part 102 is discovered, Since a curve drive is stopped and a way person is told about existence of the lesion part 102 when the angle control section 100 brakes the electric angle 98 and it comes to a center section, An angle can be stopped in the place which detects the difference in delicate and very small fluorescence, and has the affected part, operativity is raised and a lesion part is certainly detectable.

[0064]In each above-mentioned example, although CCD of a TV camera is usually picturized based on white light, this CCD can be set to CCD which picturizes a color picture according to the thing which usually picturize a picture and for which a color mosaic filter is formed in an entrance plane. It is good also as a usual TV camera which picturizes a color picture by providing the light filter which divides white light into R, G, and B, and, Usually, it is good also as a usual TV camera which picturizes a color picture by supplying the illumination light of R, G, and B one by one from an illumination light source, and making it synchronize with these supply timings.

[0065]As mentioned above, the laser beam which generates monochromatic light as the excitation light source is usually used. However, there is a problem said that a laser light source is expensive. Then, it may be made to use the excitation light filter 120 out of which excitation light is efficiently selected from the white light of Xe lamp, as shown in drawing 8.

[0066]Namely, like drawing 8 the excitation light filter 120, narrow to the white light from the Xe lamp 121 in the interference filters 122 and 123 which pass only the excitation light λ_0 by which the interference film was vapor-deposited, and the interference filters 122 and 123 of those -- it comprises the colored filter 124 which absorbs lights other than excitation light λ_1 ***** (ed).

[0067]The white light generated from the Xe lamp 121 passes λ_0 with the interference filter 122, and is reflected except λ_0 . However, lights other than λ_0 are also slightly penetrated at this time. Although a part of lights other than λ_0 are cut with the colored filter 124 and the interference filter 123, the light containing lights other than this λ_0 transmitted, By repeating reflection between the interference filter 122 and the interference filter 123, it is possible in lights other than λ_0 completeness or to be able to absorb almost and to stop lights other than λ_0 efficiently with the colored filter 124.

[0068]Thus, good fluorescent observation becomes possible, without being able to obtain lights other than λ_0 , i.e., excitation light with little light leaking, and using the laser device as the excitation light source by using the excitation light filter 120.

[0069][Additional remark]

1) It is the fluorescent diagnosis device according to claim 1, and said detection means detects the light volume of said catoptric light, and the light volume of said catoptric light from which said detection means detected said excitation light controls said excitation light feeding means on the wavelength used as the minimum.

[0070]2) It is the fluorescent diagnosis device according to claim 1, and it has an extraction means to extract the intensity for two or more wavelength of every of said fluorescence, and is constituted.

[0071]With constituting in this way, since more data of the intensity and wavelength distribution of the fluorescence from a body tissue can be extracted, exact fluorescent diagnosis can be performed.

[0072]3) A fluorescent diagnosis device having an extraction means to extract the intensity for two or more wavelength of every of said fluorescence, in the fluorescent diagnosis device which diagnoses the lesion part of said body tissue according to the fluorescence which irradiates a body tissue with excitation light and is generated from said body tissue.

[0073]With constituting in this way, since the turnable filter 21a as an extraction means can extract more data of the intensity and wavelength distribution of the fluorescence from a body tissue, exact fluorescent diagnosis can be performed.

[0074]4) In the picture transmission equipment which transmits the picture inside an object as a lightwave signal by an optical fiber bundle said optical fiber bundle, Picture transmission equipment provided with the excitation light feeding means which has an amplifying means which amplifies said lightwave signal inside said optical fiber bundle by the excitation light of predetermined wavelength, and supplies said excitation light, and the excitation light incidence means which enters into said optical fiber bundle said excitation light supplied by said excitation light feeding means.

[0075]In the picture transmission equipment constituted in this way, the image guide 45 as an optical fiber bundle is constituted from polymer optical fiber with an amplifying means, the light guide of the excitation light is carried out, and amplification of a weak lightwave signal is enabled without an image intensifier by adding a lightwave signal amplifying function.

[0076]5) It is picture transmission equipment of the additional remark 4, and said lightwave signal is the fluorescence generated from the inside of an object.

[0077]6) It is picture transmission equipment of the additional remark 5, and said fluorescence is the fluorescent substance or autofluorescence accumulated on the body tissue.

[0078]In this picture transmission equipment, by observing the weak fluorescence or autofluorescence from a fluorescent substance, the operativity of body tissue observation and the sterilization nature of a device by fluorescence are raised, and exact and safe fluorescent diagnosis is made possible.

[0079]7) It is picture transmission equipment of the additional remark 6, and said fluorescent substances are "HpD", "Photofrin", "ALA", "NPe₆", "BPD", and any one of "the SnET2" at least.

[0080]8) It is picture transmission equipment of the additional remarks 4, 5, and 6 or any one statement of seven, and said optical fiber bundle is adding at least one of Rhodamine 6G, Rhodamine B, and the Perylene Red at least, and forms said amplifying means.

[0081]9) It is picture transmission equipment of the additional remarks 4, 5, 6, and 7 or any one statement of eight, and said excitation light source is any one of an YAG laser, a semiconductor laser, argon laser, and the excimer laser.

[0082]10) The endoscope which detects the fluorescence from the organization in the abdominal cavity which has an insert portion inserted into the abdominal cavity provided with the bend which can curve to the tip side, and is located at said tip of an insert portion, The talipomanus stage which incurvates said bend, and a lesion part detection means to detect the lesion part of the organization in said abdominal cavity from said fluorescence picturized by said endoscope, An endoscope apparatus having a bulge control means to control said talipomanus stage, based

on the output of said detection means to detect said lesion part of the organization in said abdominal cavity.

[0083] In the endoscope apparatus constituted in this way, the fluorescent diagnosis treating part 106 as a lesion part detection means detects a lesion part based on the difference in the delicate and very small fluorescence from the organization in the abdominal cavity, The angle control section 100 as a bulge control means controls the electric angle 98 as a talipomanus stage, and operativity is raised by incurvating a bend so that a lesion part may come to the position of an endoscope view, and detection of a positive lesion part is enabled.

[0084] 11) It is an endoscope apparatus of the additional remark 10, and said fluorescence is the fluorescence or autofluorescence from a fluorescent substance accumulated on the body tissue.

[0085] 12) It is an endoscope apparatus of the additional remark 10 or 11, and said lesion part detection means detects said lesion part by extracting the intensity of the fluorescence of two or more wavelength areas.

[0086] 13) It is an endoscope apparatus of the additional remarks 10 and 11 or any one statement of 12, and said bulge control means controls said talipomanus stage so that said lesion part comes in the center of the view of said endoscope.

[0087] 14) It is an endoscope apparatus of the additional remarks 10, 11, and 12 or any one statement of 13, and said talipomanus stage comprises at least one or more angle wires and an electric motor.

[0088]

[Effect of the Invention] Since an excitation light feeding means controls the wavelength of the excitation light to supply based on the output of a detection means according to the fluorescent diagnosis device of this invention as explained above, it is effective in the ability not to be based on the part of a body tissue, and a state, but perform efficient and exact fluorescent diagnosis by easy composition.

[Translation done.]